UNIVERSITÉ DE BORDEAUX II
Unités d'Enseignement et de Recherche
de Sciences médicales et pharmaceutiques

Année 1973 - Thèse N° 291

A propos de la mesure du débit cardiaque au moyen des radio-indicateurs

Résultats obtenus chez 61 coronariens

Thèse pour le Doctorat en Médecine

présentée et soutenue publiquement

le Vendredi 23 Novembre 1973

par Philippe BIÉTRIX

Élève de l'École du Service de Santé des Armées - Bordeaux

né le 5 Juin 1948 à LYON (Rhône)

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

M. P. BLANQUET, Professeur . . . . . Président

M. P. BESSE, Agrégé . . . . . } Juges

M. D. DUCASSOU, Agrégé . . . . . } Juges

M. P. De VERNEJOUL, Professeur (Invité) . . . } Juges

Éditions Bergeret, 71, rue Leyteire - BORDEAUX
— Tél .91.12.59 —

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547324_0021

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX II
Unités d'Enseignement et de Recherche
de Sciences médicales et pharmaceutiques

Année 1973 - Thèse N° 291

A propos de la mesure du débit cardiaque au moyen des radio-indicateurs

Résultats obtenus chez 61 coronariens

Thèse pour le Doctorat en Médecine

présentée et soutenue publiquement

le Vendredi 23 Novembre 1973

par Philippe BIÉTRIX

Élève de l'École du Service de Santé des Armées - Bordeaux

né le 5 Juin 1948 à LYON (Rhône)

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

M. P. BLANQUET, Professeur . . . . . Président

M. P. BESSE, Agrégé . . . . . }
M. D. DUCASSOU, Agrégé . . . . . } Juges
M. P. De VERNEJOUL, Professeur (Invité) . . . . . }

Éditions Bergeret, 71, rue Leyteire - BORDEAUX
— Tél .91.12.59 —

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

A Marie-Christine MA FEMME

Pour toi, toute ma tendresse.
Sois remerciée à jamais de ton amour.

A MES PARENTS

Recevez toute mon affection.

A MES BEAUX-PARENTS

Vous avez bien voulu m'accueillir comme un fils,
soyez assurés de mon filial attachement.

A Monsieur Paul DUCRUET, MON ONCLE

A MA FAMILLE

A MA BELLE FAMILLE

A Monsieur le Médecin Général
de 2ème Classe CURET

Spécialiste des Hôpitaux des Armées
Officier de la Légion d'Honneur
Officier de l'Ordre National du Mérite
Croix de Guerre 1939-1945
Directeur de l'Ecole du Service de Santé des Armées - Bordeaux

A Monsieur le Médecin en Chef
de 1ère Classe GAVARRINO

Chevalier de la Légion d'Honneur
Chevalier de l'Ordre National du Mérite
Croix de la Valeur Militaire
Sous-Directeur de l'Ecole du Service de Santé des Armées - Bordeaux

Aux Officiers de l'E.S.S.A.

A mes camarades

A NOS JUGES

A Monsieur le Professeur P. De VERNEJOUL

Biologiste des Hôpitaux

Vous nous avez accueilli dans votre service.
Vous nous avez apporté toute votre aide pour ce travail.
Recevez l'expression de notre profonde gratitude et nos très sincères remerciements.

A Monsieur le Docteur D. DUCASSOU

Maître de Conférences agrégé de Biophysique
Biologiste des Hôpitaux
Docteur en Pharmacie
Licencié ès Sciences

A Monsieur le Docteur P. BESSE

Maître de Conférences agrégé de Cardiologie
Médecin des Hôpitaux

Vous avez accepté de juger ce travail.

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous portez en siégeant à notre jury.

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur P. BLANQUET

Professeur de Physique nucléaire appliquée
et Radio-biologie
Pharmacien
Biologiste des Hôpitaux
Docteur ès Sciences physiques
Chevalier de la Légion d'Honneur
Officier des Palmes académiques
Médaille de Vermeil du Service
de Santé de la Marine
Visiting Professor de l'Université
de Californie Berkeley - U.S.A.

Vous nous avez accueilli avec bienveillance.
Vous nous avez fait l'honneur de présider notre jury de thèse.

Trouvez ici l'expression de notre sincère gratitude et notre profond respect.

A PROPOS DE LA MESURE DU DEBIT CARDIAQUE

AU MOYEN DES RADIO-INDICATEURS

Résultats obtenus chez 61 coronariens

P L A N

- Chapitre I : Principe de la Méthode

- Chapitre II : Technique

- Chapitre III : Résultats

- Chapitre IV : Applications Cliniques

- Chapitre V : Etude de 61 cas d'affections coronariennes

C O N C L U S I O N S

N O T I C E B I B L I O G R A P H I Q U E

I N T R O D U C T I O N

Le Débit Cardiaque est le volume de sang expulsé par chaque ventricule par unité de temps ; il est exprimé en litre par minute.

Le terme Débit Cardiaque concerne généralement autant le débit du ventricule droit que celui du ventricule gauche, car, en régime stationnaire, les débits des deux ventricules ne diffèrent pas sensiblement.

Différentes méthodes permettent de déterminer le Débit Cardiaque.

- Celles utilisant le principe de FICK.

- Celles utilisant le principe de STEWART, sur l'étude des courbes de délution de colorant.

Ces méthodes ont l'inconvénient de nécessiter soit l'introduction d'une sonde dans les cavités cardiaques, soit plusieurs prélèvements artériels.

L'utilisation des indicateurs radioactifs, qui permet l'enregistrement de la courbe de délution par détection externe, a considérablement simplifié la mesure du Débit Cardiaque.

Chapitre I

PRINCIPE DE LA METHODE

Pour débuter cette étude, envisageons les bases théoriques :

I - Le Débit Cardiaque.

II - L'Indice de Débit Cardiaque.

PRINCIPE

I - LE DEBIT CARDIAQUE

Etant donné un indicateur dont la cinétique est identique à celles du sang, si l'on injecte au temps 0 dans l'arbre vasculaire une quantité Q de cet indicateur, la fraction de celui-ci dQ présente à l'instant t dans un élément de volume V en un point P d'un vaisseau situé en aval du pont d'injection est :

$$dq = C_t \cdot dV$$

$C_{(t)}$ étant la concentration supposée uniforme de l'indicateur à l'instant t autour du point P.

La fraction q d'indicateur traversant le vaisseau est :

$$q = \int_0^\infty C_t \cdot dV$$

En supposant que le débit $f = \frac{dV}{dt}$, débit du sang à travers le vaisseaux est constant, on peut écrire :

$$q = \int_0^\infty C_t \cdot dt \cdot \frac{dV}{dt}$$

$$q = f \cdot \int_0^\infty C_t \cdot dt$$

Si on admet que chaque vaisseau transporte une quantité d'indicateur proportionnelle à son débit, le

Débit Cardiaque F du sang à travers tout l'arbre vasculaire est tel que :

$$\frac{F}{f} = \frac{Q}{q} \quad (2)$$

d'où :

$$F = \frac{f}{q} \times Q \quad (2)$$

En remplaçant en 2 q par sa valeur en I :

$$F = \frac{f \cdot Q}{f \cdot \int_0^\infty C_{(t)} \cdot dt}$$

$$\boxed{F = \frac{Q}{\int_0^\infty C_{(t)} \cdot dt}}$$

Cette relation est celle de STEWART HAMILTON.

Si l'on utilise un indicateur radioactif, si A est la radioactivité totale injectée et a_t la concentration radioactive dans le vaisseau au point P, on aura :

$$\boxed{F = \frac{A}{\int_0^\infty \cdot a_t \cdot dt}}$$

Cette relation permet de calculer le Débit Cardiaque (F) en construisant la courbe représentative des variations a_t en fonction du temps, par mesure de la concentration radioactive d'une série d'échantillons prélevés par ponction artérielle à des temps déterminés après l'injection.

L'utilisation d'un indicateur radioactif émetteur gamma permet d'apprécier par détection externe les variations de la concentration radioactive a au point P.

Une sonde équipée d'une collimation convenable disposée en regard d'une portion de vaisseau autour du point P, donne un nombre d'impulsions par unité de temps n_t proportionnelle à chaque instant à la concentration radioactive au point P, pratiquement uniforme à chaque instant.

$$n_t = K \cdot a_t$$

K étant une constante dépendant de l'efficacité de la sonde et de la géométrie du comptage.

Un indicateur non diffusible finit par atteindre une concentration radioactive uniforme q_o dans tout l'arbre vasculaire qui constitue un système hydrodynamique en circuit fermé. La détermination du nombre d'impulsions par unité de temps correspondant n_o permet de calculer K.

$$n_o = K \cdot a_o$$

$$K = \frac{n_o}{a_o}$$

La relation de Stewart Hamilton devient :

$$F = \frac{A}{\int_o^\infty a_t \cdot dt} = \frac{A}{\int_o^\infty \frac{1}{k} \cdot n_t \cdot dt}$$

$$F = \frac{A}{\frac{1}{k} \int_o^\infty n_t \cdot dt}$$

$$\boxed{F = \frac{A}{\frac{a_o}{n_o} \int_o^\infty n_t \cdot dt}}$$

En pratique, si l'on dispose le détecteur en regard des cavités ou des gros vaisseaux cardiaques, la masse de sang, vue par le détecteur, est suffisante pour permettre un enregistrement précis du taux d'impulsions n_t en fonction du temps.

La mesure du taux d'impulsions n_o après dilution homogène complète de l'indicateur radioactif dans l'arbre vasculaire et celle de la concentration radioactive d'un prélèvement de sang simultané a_o permet de connaître la constante de calibration K et de calculer A, le débit cardiaque étant connu.

En fait le taux d'impulsions n_o, enregistré à la phase d'équilibre est dû, d'une part, à la radioactivité du volume sanguin vu dans les cavités cardiaques, et d'autre part, à celles des vaisseaux thoraciques qui se trouvent dans les tissus interposés entre le coeur et le cristal. On évalue l'importance de cette radioactivité qui ne provient pas des cavités cardiaques par une mesure au niveau de la cheville. Si n_o est le taux d'impulsions enregistré au niveau de la cheville, on admet que la valeur réelle du plateau final est :

$$N_o = n_o - n'_o$$

Le rapport $\frac{n'_o}{n_o}$ varie avec la technique.

II - INDICE DE DEBIT CARDIAQUE

L'indice de débit ID est le rapport du Débit Cardiaque DC sur le volume sanguin circulant VSC.

$$ID = \frac{DC}{VSC}$$

Pour connaître l'indice de débit, nous le calculons à partir de la courbe de dilution directement. Il n'est pas nécessaire de connaître le Débit Cardiaque et le volume sanguin circulant.

En effet :

$$F = \frac{A}{\frac{a_o}{n_o} \int_o^\infty n_t \cdot dt} \quad ml/sec.$$

$$F = \frac{A}{\frac{a_o}{n_o} \int_0^\infty n_t \cdot dt} \times 60 \text{ ml/min.}$$

$$VSC = \frac{A}{a_o}$$

d'où :
$$ID = \frac{DC}{VSC} = \frac{\frac{A}{a_o} \cdot \frac{n_o}{\int_0^\infty n_t \cdot dt} \times 60}{\frac{A}{a_o}}$$

et :
$$\boxed{ID = \frac{n_o}{\int_0^\infty n_t \cdot dt} \times 60}$$

On voit donc que l'indice de débit peut être connu à partir de l'enregistrement de la courbe de dilution, courbe : $n_t \cdot dt$, et de la mesure du taux d'impulsions n_o à la phase d'équilibre.

On évite ainsi les erreurs volumétriques liées à la détermination du volume sanguin circulant tout en obtenant un indice dont la signification diagnostique est admise.

Nous verrons par la suite les différents éléments représentatifs de la fonction cardiaque, ceux-ci étant obtenus à partir de l'indice de débit.

Chapitre II

T E C H N I Q U E

Maintenant que nous avons vu le principe de la méthode, il convient d'étudier les modalités techniques de sa réalisation. Nous étudierons chaque élément particulier, car la validité et la sûreté des résultats obtenus dépendent d'une technique sûre.

Ces différents éléments sont :

I - L'appareillage.

II - Le positionnement du détecteur.

III - Le produit utilisé.

IV - L'injection.

I - APPAREILLAGE

Pour étudier le Débit Cardiaque par l'étude du passage dans les cavités du coeur d'un traceur radioactif, il faut un appareil capable de capter le rayonnement émis par le traceur, ce rayonnement étant de type gamma. De plus il faut un enregistreur suffisamment rapide, le phénomène se passant dans un temps limité.

Pour cela, deux appareillages sont utilisés, soit que l'on utilise une sonde collimée, soit une gamma caméra.

A - SONDE COLLIMEE

1) Constitution :

Ce type de détecteur est constitué d'un cristal d'iodure de sodium activé au thallium, cristal de 50 mm . 44 mm.

Le détecteur se termine par une collimation cylindrique suffisamment étroite.

2) Collimateur :

Il constitue un élément important à envisager. En effet, la validité de la méthode dépend de différents facteurs ; notamment le principe de Stewart Hamilton, implique que, dans chaque échantillon de sang, sur lequel s'effectue la mesure de radioactivité, la concentration radioactive est définie, c'est-à-dire, dans le cas de détection précordiale, que dans chaque compartiment "vu" par le détecteur la concentration est dans l'espace uniforme à chaque instant.

- Ceci peut être considéré comme vérifié dans le cas des gros vaisseaux et des cavités cardiaques, dans la mesure où la turbulence, qui y règne, réalise un mélange homogène du sang et de l'indicateur.

- Mais pour ce qui est des poumons il n'en est pas de même, car ceux-ci ne représentent pas une cavité mélangeuse mais un enchevêtrement de lignes de transport. A ce niveau, il n'y a donc pas concentration uniforme de l'indicateur définie à chaque instant en tout point du compartiment pulmonaire. Donc le principe de Stewart Hamilton ne peut être appliqué à chaque portion de poumon vu par le collimateur.

- Il est donc indispensable que la portion de poumon vue par le détecteur soit la plus faible possible et, par suite, la collimation la plus étroite possible.

Il existe en outre une autre raison pour laquelle la collimation doit être suffisamment étroite. Dans le champ du détecteur il n'y a pas de superposition anatomique exacte entre les compartiments sanguins traversés par l'indicateur au premier passage et ceux renfermant l'indicateur à concentration constante après dilution homogène de ce dernier.

- Par exemple, si l'on prend une collimation large, une fraction non négligeable de la radioactivité mesurée peut provenir, en sus des gros vaisseaux et des cavités cardiaques, de la masse sanguine hépatique ou de vaisseaux plus superficiels et plus proches du détecteur comme les artères mammaires. Il en résulte donc une erreur sur la mesure du facteur de calibration.

Expérimentalement on a ainsi pu voir que le plus souvent le Débit Cardiaque mesuré avec une calibration large est plus élevé de 10 à 15 % par rapport à celui qui est obtenu avec une ouverture de collimation plus faible.

- Il est donc nécessaire d'utiliser une collimation suffisamment faible pour réduire au maximum, après dilution homogène de l'indicateur, la part de radioactivité enregistrée par le détecteur et provenant des régions qui ne sont pas traversées par l'indicateur au premier passage.

- Nous avons utilisé une collimation cylindrique de 4 cm de diamètre sur 10 cm de hauteur (P. de VERNEJOUL) assez proche de celle proposée par VEAHL et ses collaborateurs. Cette collimation semble un bon compromis entre une ouverture suffisamment grande pour avoir une précision statistique de comptage correcte alliée à une constante de temps adéquate du dispositif intégrateur, avec une radioactivité permissible pour l'homme, et une ouverture suffisamment faible pour rendre négligeable les erreurs précédemment décrites.

- Pourtant cette collimation utilisée n'annulle pas totalement les interférences pariétales qui sont une cause d'erreurs sur la mesure du facteur de calibration.

Il est donc nécessaire de corriger la mesure du taux d'impulsion n en en retranchant la valeur obtenue par enregistrement n_o de la radioactivité au niveau d'une région comparable anatomiquement à la paroi thoracique.

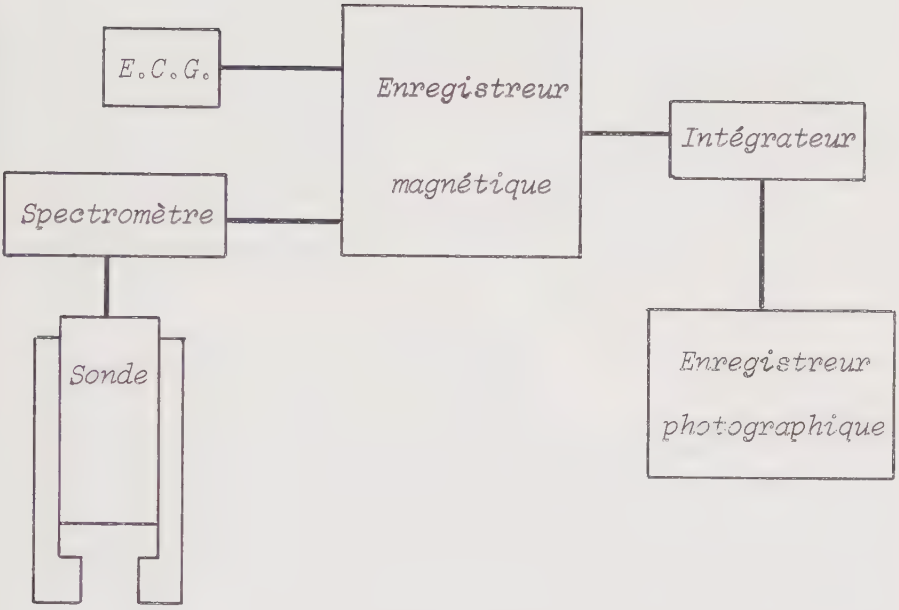
Mais nous reparlerons de cette donnée, facteur de calibration en envisageant les résultats obtenus.

3) *Enregistrement* :

La sonde est reliée à un spectromètre à un canal lui-même relié à un enregistreur magnétique recevant simultanément un électrocardiogramme intervenant en donnant la fréquence cardiaque.

Cet enregistrement magnétique est relié à un intégrateur d'une constante de temps de 1,19 s avec une sensibilité de 300 impulsions par seconde.

Enfin un enregistreur photographique est relié à cet intégrateur. Cet enregistreur d'une vitesse de déroulement de 10 mm par seconde transcrit la courbe de dilution (cf. schéma n°1).



SCHEMA N°1

Schéma de l'appareillage

B - GAMMA CAMERA

Il est possible de mesurer l'indice de Débit Cardiaque à l'aide d'une gamma caméra ; le principe de la méthode étant identique.

Nous avons utilisé cette méthode, mais les résultats obtenus différaient de la réalité, du fait des difficultés techniques.

En effet, dans notre expérimentation nous avons eu recours à un écran de plomb interposé entre la gamma caméra et le patient. Mais ceci ne donnait pas de résultats probant du fait de la diffusion importante. En effet, dans cette méthode le détecteur placé sur la région précordiale "voit" une portion de poumon supérieure à celle vue par une sonde collimée.

- Pourtant l'utilisation d'une gamma caméra est réalisable à partir de l'étude de différentes zones cardiaques sélectionnées électroniquement et non point mécaniquement. C'est ainsi qu'ont été réalisés les travaux de WEBER, dos REMEDIOS et JASKO. Ces auteurs ont pu réaliser pour chaque zone sélectionnée une image morphologique et une image dynamique. L'image morphologique étant prise photographiquement et l'image dynamique étant la courbe de dilution au niveau de la zone considérée.

II - POSITIONNEMENT DU DETECTEUR

Nous envisagerons ce deuxième élément en utilisant un appareillage avec sonde collimée. Le sujet étant allongé en décubitus dorsal, la sonde est placée au niveau de la partie inférieure du sternum en regard des cavités cardiaques. Le problème de positionnement de la sonde est important à considérer et pour cela, il est important de connaître le cheminement du traceur radioactif dans la circulation.

- Le produit est injecté par voie veineuse en amont des cavités cardiaques. L'embole réalisée arrive dans le ventricule droit, il est expulsé de ce ventricule droit vers la circulation pulmonaire et sort du champ du détecteur. Les composantes périodiques droites représentent alors réellement les variations du volume ventriculaire droit au cours de l'éjection systolique.

Pour ce qui est des composantes gauches, il n'en est pas de même.

- En effet, la fraction d'indicateur expulsée par le ventricule gauche part dans l'aorte et se retrouve donc en arrière des cavités cardiaques, cavités vues par le détecteur.

En tenant compte de la vitesse du sang dans l'aorte et de la longueur de la crosse aortique, il faut un certain temps, qui est de l'ordre d'une révolution cardiaque, pour que l'embole expulsée par le ventricule gauche se retrouve au niveau de l'aorte descendante dans le champ du détecteur.

Durant ce temps diastolique, le ventricule gauche se remplit et une fraction d'indicateur venue du coeur droit y pénètre d'où une augmentation de la radioactivité enregistrée par le détecteur. Pendant la systole, le ventricule se contracte et expulse une certaine quantité d'indicateur correspondant au débit systolique, d'où déflection systolique de la composante périodique.

Durant ce même temps systolique, la fraction d'indicateur expulsée à la systole précédente se trouve dans l'aorte descendante où la radioactivité augmente.

Lorsque le détecteur voit simultanément le ventricule gauche et l'aorte descendante, la résultante de la déflection systolique ventriculaire et de l'augmentation de l'activité aortique a une amplitude beaucoup plus faible que la déflection réelle ventriculaire.

- Cela est d'autant plus manifeste qu'il faut utiliser un détecteur placé loin du coeur afin de rendre négligeable l'influence des mouvements périodiques de la masse cardiaque sur la périodicité du phénomène et qu'ainsi la différence de distance détecteur - aorte et détecteur - ventricule gauche est négligeable.

On peut vérifier ce fait expérimentalement, il suffit d'utiliser un collimateur latéral. Un tel collimateur voit le coeur latéralement c'est-à-dire que les ventricules sont vus dans leur totalité et l'aorte descendante est complètement éliminée. De plus avec un tel collimateur, la fraction de poumon vue par le détecteur est peu différente de celle vue par le détecteur frontal. On peut voir ainsi que les enregistrements obtenus font apparaître des composantes gauches d'amplitude beaucoup plus grande.

Nous reverrons le problème des composantes périodiques par l'étude de la courbe elle-même.

De tout ceci, il ressort que dans le cas de détection frontale il faut que ce détecteur soit placé suffisamment loin du coeur pour obtenir des composantes périodiques de faible amplitude et qu'ainsi la courbe réelle se trouve limitée entre deux courbes enveloppe très proches l'une de l'autre.

III - PRODUIT UTILISE

De nombreux produits ont été utilisés suivant les auteurs. Pratiquement on peut les classer en deux catégories :

Produit radioactif fixé sur un élément porteur :

- globules rouges marqués au C_r 51 - soit K 42 soit encore P 32 (mais dans ce dernier cas il ne s'agit pas de détection externe) ;
- sérum albumine humaine marquée à I 131 soit T_c 99 ;
- sidérophilline marquée à I_n 113.

Ions facilement diffusibles :

- tels que : K_r 85 - soit N_a 24 - soit K 42 soit enfin I 131 ou I 132.

Quelque soit le produit utilisé, il doit satisfaire à certaines conditions, en effet il intervient par sa diffusion extra-vasculaire et sa radioactivité.

A - DIFFUSION

Afin d'être le reflet exacte de la circulation sanguine la substance utilisée doit être intra-vasculaire. Mais un espace de diffusion rigoureusement intra-vasculaire n'est indispensable que pour la mesure elle-même du volume sanguin circulant. Et même dans ce cas, la vitesse de diffusion est suffisante à connaître, et lorsque la circulation est homogène, il suffit d'extrapoler le résultat de la mesure au temps 0.

Chaque produit utilisé a ses avantages et ses inconvénients et en tout cas semble plus adapté à une mesure particulière :

1) Globules rouges :

- Marqués au P 32 (de SCHEVEL, LAMMERANT, de VISSCHER, NYLUN, CELANDER). Mais l'utilisation de ce produit, émetteur béta, ne permet pas la détection externe et implique des prélèvements sanguins.

- Marqués au Cr 51 (FAUVERT).

- Marqués au K 42 (YUDILEVICK).

Ces globules rouges marqués permettent au mieux la mesure du volume érythrocytaire, mais présentent quelques difficultés d'emploi dans le cas de Débit Cardiaque.

2) Sérum albumine humaine :

- Marqués à I 131 ou I 132.

- Marqués au Tc 99.

Un tel produit occupe l'espace plasmatique, sa diffusion extra-vasculaire est faible. Elle est utilisée par de nombreux auteurs.

3) Ions facilement diffusibles :

- On utilise : Kr 85 - Na 24 - K 42 - I 131 ou I 132.

YUDILEVICK étudie les fuites dans la traversée pulmonaire. Elles sont de 1,13 % pour l'iode et 7,34 % pour le potassium, les pertes totales étant respectivement de 12 à 22 %.

L'élimination pulmonaire presque complète du Kr 85 (90 à 95 %) permet à COURNAND de réaliser la mesure isolée du débit du coeur droit. Le même résultat est obtenu par la fixation de micelles colloïdes dans le parenchyme pulmonaire (BARTOLOMEI).

4) *NB* :

Mais de toutes manières, il faut se souvenir que toute perte de traceur conduit à une surestimation du débit, tant par la diminution de l'air mesuré que par l'augmentation apparente du volume sanguin.

B - RADIOACTIVITE

Un rayonnement gamma semble préférable pour la mesure des échanti-lons ; il est évidemment indispensable pour la détection à distance.

1) Conditions générales :

Le respect de l'inocuité de la méthode conduit aux mêmes restrictions quantitatives que toute autre technique isotopique (100 micricuries de RIHSA 131 équivalent à une irradiation totale de I r : GEORGE).

Dans certains cas, des précautions particulières doivent être prises. Ainsi, saturation préalable au lugol pour le RIHSA ; abstention chez les plus jeunes ; utilisation exceptionnelle de doses importantes : KELLERSHOHN chez les basedowiens.

Signalons enfin le double marquage et le mélange par absorption gazeuse (THODE).

2) Doses :

La quantité de produits radioactifs n'a de valeur que par rapport à l'efficacité de la détection. La tendance générale est de réduire les doses de traceur. HUFF injectait 100 à 200 microcuries de I 131, PRINTZMETAL - ZUPF font mention de 40 microcuries, SYLVAN - WERNBERGET - GRAVE font des mesures successives avec 5 - 10 - 20 - 40 microcuries, toujours à I 131.

Mais des radioactivités trop faibles entraînent des inexactitudes. On peut augmenter l'intensité sans modifier la dose intégrale soit en choisissant des isotopes à

vie courte : I 132 KELLERSHOHN, In 113 de VERNEJOUL ; soit en utilisant des produits rapidement éliminés : Kr 85.

C - EXPERIMENTATION

Nous avons utilisé deux substances.

1) Sérum Albumine Humaine marquée au Tc 99 :

Cette substance présente l'avantage d'être intra-vasculaire, parce que faiblement diffusible. De plus le Tc 99 a une période courte : 6 heures.

Enfin la liaison Tc - Sérum Albumine paraît satisfaisante. Des mesures effectuées expérimentalement ont montré la validité de cette substance (WEBER - dos REMEDIOS - JASKO).

Nous avons aussi contrôlé cette liaison par mesure chromatographique, ces mesures ont montré que le pourcentage de Tc libre était de l'ordre de 2 à 3 %.

2) Sidérophilline marquée à In 113 :

Cette substance utilisée par P. de VERNEJOUL est très fiable, l'In présente l'avantage d'avoir une période très courte : 100 mn pour une énergie de 0,393 MeV, et la sidérophilline reste intra-vasculaire.

L'Indium 113 est obtenu à partir de l'étain dont la période est de quatre mois. Ce produit actuellement très utilisé semble être le produit électif pour cette méthode.

IV - L'INJECTION

Le produit radioactif est injecté par voie intraveineuse. Pour cette injection, en dehors des précautions d'usage propres à toute injection intraveineuse (asepsie),

il faut envisager certains points particuliers :

- volume injecté,
- voie d'injection,
- injection poussée.

A - VOLUME INJECTE

Il faut qu'une radioactivité suffisamment importante soit contenue dans un faible volume. Ce faible volume constitue une embole qui parviendra dans les cavités cardiaques.

Ainsi pour la sérum albumine humaine marquée au Tc 99, nous avons injecté un volume de 2 à 3 cc représentant une activité de 5 millicuries.

Il en est de même pour la sidérophilline marquée à In 113, le volume étant de 3 cc pour une activité de 5 millicuries.

B - VOIE D'INJECTION

Différentes voies d'injection sont utilisées, ainsi l'on utilise le plus généralement une veine du pli du coude, on peut encore utiliser une veine sous-clavière ou une veine jugulaire. Ces deux dernières, à cause de l l'accès rapide de l'embole aux cavités cardiaques, sont utilisées plus spécialement pour les débits coronaires.

C - INJECTION POUSSEE

L'inconvénient de l'injection, aussi faible soit-elle, est la dilution de l'indicateur dans le courant sanguin circulant. Cette dilution diminuant d'autant la quantité radioactive de l'embole parvenant au coeur. Pour palier à cet inconvénient, nous avons utilisé la méthode de l'injection poussée.

Cette méthode consiste à injecter dans le courant sanguin circulant, directement après l'injection du traceur radioactif, une quantité de sérum physiologique de l'ordre de 10 cc. Pour cela on utilise un robinet à trois voies en injectant d'abord le traceur, puis le sérum physiologique.

Cette méthode permet d'accroître la vitesse de l'embole dans les vaisseaux sanguins. Cette rapidité permet ainsi de réduire le plus possible la dilution du traceur et donc, d'en conserver la plus grande quantité possible parvenant au coeur (LANE - PATTON - STAAB - BAGLAN).

Chapitre III

R E S U L T A T S

Les techniques ayant été envisagées, il convient de voir ce que l'on peut attendre d'une telle méthode. Nous envisagerons successivement :

I - Courbe de dilution.

II - Calcul de l'indice de débit.

III - Autres éléments calculables.

IV - Résultats.

V - Discussion.

I - COURBE DE DILUTION

A - DESCRIPTION (schéma 2)

La méthode envisagée, nous obtenons sur enregistrement photographique la courbe de dilution (cf. schéma 2).

1) Premier pic :

Comme on peut le voir sur le schéma, après l'injection on note l'entrée quasi instantanée de l'indicateur dans le ventricule droit. Ceci est visualisé sur la courbe par le premier pic I.

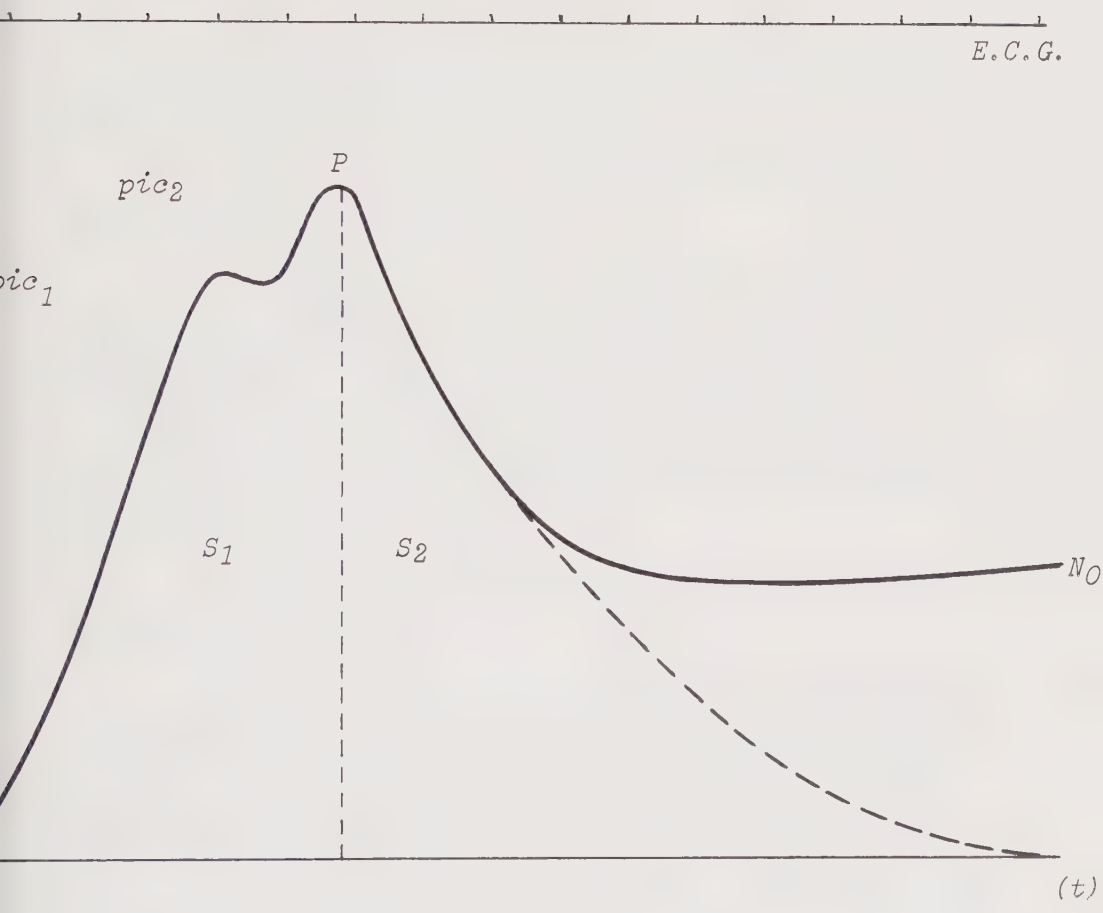
2) Deuxième pic :

Le premier pic est suivi d'une vallée correspondant au passage de l'indicateur dans la circulation pulmonaire, temps pendant lequel il ne se trouve plus dans le champ du détecteur.

Puis apparaît un deuxième pic (2), correspondant au passage de l'indicateur dans le ventricule gauche.

3) Décroissance :

A ce deuxième pic, fait suite une décroissance d'allure exponentielle. Cette décroissance, après un certain temps, se termine par un plateau final horizontal correspondant à la remise en circulation des indicateurs.



Type de Courbe obtenue

SCHEMA n°2

B - COMPOSANTES PERIODIQUES

L'étude plus fine de la courbe de dilution nous montre que celle-ci a un aspect en dent de scie. Elle est constituée de composantes périodiques.

Pour le premier pic, celui-ci est constitué de composantes dont les paliers correspondent aux diastoles et les déflections aux systoles.

Le deuxième pic, est constitué de composantes périodiques représentant les variations du volume ventriculaire gauche à chaque cycle cardiaque, mais, comme l'indicateur y arrive systole par systole, on observe sur chaque composante une portion ascendante diastolique et non un palier, puis une déflection systolique identique à celles du ventricule droit. Les différentes phases d'expulsion et de remplissage sont visibles sur ces composantes périodiques ventriculaires gauches.

Les composantes périodiques ventriculaires apportent donc des informations sur l'aspect de la contraction ventriculaire.

Une étude fine de ces composantes est en cours à partir des données numériques obtenues à la sortie de l'enregistrement magnétique sur une machine imprimante rapide par l'intermédiaire d'une échelle de comptage digitale et traitée par calculateur. On peut donc ainsi calculer à partir de ces données les volumes ventriculaires.

De toutes façons, ces composantes périodiques ne sont mises en évidence que dans la radiocardiographie où la constante de temps (20 milli-sec.) permet de les visualiser. Alors que dans la mesure du Débit Cardiaque suivant la méthode citée, la constante de temps est de 1 sec.

II - CALCUL DE L'INDICE DE DEBIT

Nous avons vu la relation :

$$ID = \frac{n_o}{\int^{\infty} n_t \cdot dt} \times 60$$

soit : $ID = \frac{N_o}{S} \times 60 = \frac{N_o}{S_1 + S_2} \times 60$

Les différents éléments de cette relation N_o - S_1 - S_2 nous sont donnés directement par la courbe.

A - CALCUL DE S_1

S_1 est l'aire de la portion de courbe comprise entre la courbe et l'axe des abscisses, et ceci entre le point O et le point P. Il s'agit de l'intégrale de la courbe entre ses limites.

Cette aire S_1 est mesurée soit au planimètre, soit en additionnant les surfaces composantes seconde/seconde.

B - CALCUL DE S_2

Cette surface S_2 est celle comprise entre la courbe et l'axe des abscisses à partir du point P, début de la décroissance de la courbe. Cette décroissance se poursuit par un plateau final mais celui-ci n'intervient pas dans le calcul de l'aire.

On admet que la courbe entre le point P et le plateau a une allure exponentielle. Théoriquement il s'agit en fait d'une somme d'exponentielles difficiles à extrapoler. Une exponentielle vraie nécessiterait un débit constant, une dilution instantanée dans la cavité sus-jacente, l'observation isolée du segment vasculaire dans un plan de section frontale. Or il n'en est pas ainsi.

L'oreillette droite est remplie progressivement en raison de la durée de l'injection et de retard veineux. A plus forte raison, le ventricule droit et surtout les cavités gauches. Pourtant le débit moyen peut être considéré comme constant et, pratiquement, en coordonnées semi-logarithmiques la portion décroissante est sensiblement une droite. L'extrapolation en est d'ailleurs plus facile, dans le cas de débits rapides, plus

difficile pour les débits lents car le clocher est moins aigu, la pente moindre, l'interruption plus précoce.

Des tentatives ont été faites pour calculer la surface S_2 sans extrapolation : WARNER évalue l'aire totale à 2,7 fois l'aire limitée par la portion ascendante de la courbe, DOW établit une formule empirique.

Quoiqu'il en soit, ces tentatives sont réservées à des courbes faciles à extrapoler.

Au niveau du coeur les courbes de dilution sont plus complexes à cause de la participation du coeur droit et du coeur gauche.

Nous admettons donc qu'au niveau de la portion descendante la courbe se comporte comme une exponentielle décroissante. Nous calculons donc S_2 en extrapolant la courbe à partir du début de la décroissance jusqu'à l'axe des abscisses. A ce niveau la courbe est de la forme :

$$y = e^{-\lambda t}$$

donc la surface est :

$$S_2 = e \cdot \frac{T}{2} \cdot y$$

Dans cette relation e = 1,44, T est la période et y l'ordonnée du point P.

On calcule la période T en transcrivant la courbe sur papier semi-logarithmique.

C - CALCUL DE N_0

N_0 représente la valeur du plateau final. Il s'agit du taux d'impulsions enregistré à la phase d'équilibre, il provient non seulement de la radioactivité du volume sanguin vu dans les cavités cardiaques mais aussi de celle issue des vaisseaux thoraciques (mammaires internes, intercostaux et leurs branches) qui se trouvent dans le champ du détecteur, interposé entre le cristal et le

coeur et dont l'effet n'est pas négligeable. Pour calculer la valeur réelle du plateau final, nous prenons un enregistrement témoin de la radioactivité au niveau de la cheville, dont le taux d'impulsions n'_0 est une approximation de la radioactivité vue par le détecteur et qui n'est pas due aux cavités cardiaques.

Le rapport n'_0/n_0 est de l'ordre de 10 %.

La valeur réelle du plateau final sera donc représentée par :

$$N_0 = n_0 - n'_0$$

soit : $N_0 = n_0 - 10\ \%$ de n_0.

En fait, le rapport n'_0/n_0 varie en fonction de l'appareillage utilisé, il faut donc le calculer pour chaque appareillage.

D - CALCUL DE L'INDICE DE DEBIT

Dans la relation $ID = N_0/S_1 + S_2$, nous avons chaque élément. Il faut maintenant multiplier cette fraction par 60 pour obtenir l'indice de Débit Cardiaque.

III - AUTRES ELEMENTS CALCULABLES

Nous avons vu comment calculer l'indice de débit, il convient de voir les différents éléments pouvant être obtenus à partir de cette donnée :

- Débit Cardiaque.
- Index cardiaque.
- Débit systolique.

A - DEBIT CARDIAQUE

Par définition, l'indice de débit est le Débit Cardiaque rapporté au volume sanguin circulant :

$$ID = \frac{DC}{VSC}$$

Connaissant ID et l'indice de débit, on peut déduire DC Débit Cardiaque si l'on connaît le volume sanguin circulant VSC.

Le calcul du volume sanguin circulant encore appelé masse sanguine est simple à réaliser, ce volume étant exprimé en litre.

On l'étudie au moyen d'un indicateur radioactif injecté par voie veineuse. On la calcule en comparant le taux de radioactivité injecté à celui de la radioactivité contenue dans un échantillon de sang veineux recueilli après un certain temps à un autre niveau de la première injection.

Pratiquement, on injecte l'indicateur radioactif dans une veine du pli du coude et l'on recueille du sang veineux à une veine du pli du coude de l'autre bras. On compare ensuite avec un appareil de type volumétron. En pratique on injecte 4 à 5 microcuries de sérum albumine humaine marquée à I 131 dans un volume de 5 ml.

Le volume sanguin circulant étant connu, nous pouvons donc calculer le Débit Cardiaque réel exprimé en ml/mn.

B - INDEX CARDIAQUE

L'Index cardiaque est défini comme étant le Débit Cardiaque rapporté à la surface corporelle.

$$Ix\ .\ C = \frac{DC}{S}$$

Pour connaître la surface corporelle, il suffit de connaître le poids et la taille du sujet examiné en se rapportant aux tables de Dubois et Dubois.

La connaissance de l'index cardiaque est de pouvoir faire la comparaison entre le résultat obtenu chez un sujet donné et les valeurs physiologiques. L'avantage est donc de pouvoir comparer des individus entre eux quelque soit leurs particularités.

L'index permet aussi de comparer les résultats obtenus par la méthode isotopique à ceux obtenus par les autres méthodes de mesure du Débit Cardiaque.

C - DEBIT SYSTOLIQUE

Le débit systolique est défini comme étant le volume sanguin éjecté à chaque systole. Il est donc égal au Débit Cardiaque divisé par la fréquence cardiaque. Pratiquement, on connaît la fréquence cardiaque par enregistrement d'un électrocardiogramme simultanément à l'enregistrement de la courbe de dilution.

$$DS = \frac{DC}{FC}$$

IV - RESULTATS

Nous venons de voir les différents éléments que l'on peut obtenir. Ainsi pour un sujet donné nous aurons plusieurs éléments qui le définissent quant au fonctionnement de son coeur.

Pour étudier chaque sujet isolément il faut pouvoir comparer les résultats obtenus pour lui à ceux obtenus chez des sujets de référence indemnes de toute affection. Nous avons pris comme référence les mesures relevées par Monsieur P. de VERNEJOUL.

Ces mesures effectuées concernent 16 sujets. Nous ne donnerons ici que le résultat des moyennes obtenues (cf. tableau 3).

Nous joignons un fac-similé de l'expression des résultats tels qu'ils sont rendus dans le Service du Professeur P. de VERNEJOUL.

LABORATOIRE DE MEDECINE NUCLEAIRE CARDIO-PULMONAIRE
GROUPE HOSPITALIER NECKER-ENFANTS MALADES
149 RUE DE SECRES 75730 PARIS CEDEX 15
TEL. 555.9280 (POSTES 3184 & 3248)

N O M :

Numéro : 73/1254V
Date : 15/09/73

Mesure du Volume Sanguin Circulant :

Hématocrite veineux LU = 40 % Poids = 60 KG
Surface corporelle = 162 DM2 Taille = 160 CM

	Sujet examiné	*Valeur théorique*	*Ecart absolu (MAL.-V.TH.)*	*Ecart réel en %*
Volume sanguin circulant total (ML)	4050	3981	68	1
Espace globulaire (ML)	1474	1551	- 77	- 4
Espace plasmatique (ML)	2575	2429	145	6

Mesure du Débit Cardiaque :

Indice de Débit (valeur normale = 1,3) = 1.25
Fréquence cardiaque = 80

	Sujet examiné	*Valeur théorique*	*Ecart absolu (MAL.-V.TH.)*	*Ecart réel en %*
Débit Cardiaque (ML/MIN)	5062	5175	- 113	- 2
Index cardiaque (ML/MIN/M2)	3121	3249	- 128	- 3
Débit systolique(ML/systole)	63	64	- 1	- 2

TABLEAU N°3

Valeurs moyennes chez le sujet normal

	Volume sanguin circulant en litres	Volume sanguin circulant en L/m2	Débit cardiaque en L/mn	Index cardiaque en L/mn/m2	Débit systolique en ml/ systole	Index systolique en ml/ systole/m2	Rapport $\frac{DC}{VSC}$
$\bar{X}$	5,0	3,1	5,5	3,3	62	39	1,07
σ		0,57	± 1,1	± 0,7	± 13	± 8	± 0,20
P		18 %	20 %	21 %	20 %	20 %	24 %

On peut aussi comparer les résultats obtenus suivant différentes méthodes isotopiques variant avec les auteurs et suivant d'autres méthodes non isotopiques : méthode des colorants, méthode de Fick.

Nous énumèrerons les auteurs cités par Monsieur BRU de Toulouse (cf. tableaux 4, 5, 6).

Enfin, nous rappellerons la communication de MESTAN et MICHALJANIC. Ces deux auteurs ont comparé le Débit Cardiaque mesuré par la méthode isotopique d'après Kellershohn et de Vernejoul avec celui mesuré par méthode de Fick. Le produit utilisé pour la méthode isotopique était de la sérum-albumine marquée à I 131. Cette comparaison a porté sur 44 personnes, les deux examens se faisant avec un délai maximum de 24 heures.

Ces auteurs ont constaté que la radiocardiographie était aussi précise que la méthode de Fick, n'ayant pas constaté de différences significatives dans les valeurs obtenues. De plus, avec eux, nous dirons que la radiocardiographie est pour le malade moins génante que la méthode de Fick qui exige des prélèvements artériels.

De plus, la radiocardiographie peut être facilement répétée et elle permet de mesurer le Débit Cardiaque même chez les malades où le cathétérisme cardiaque n'est pas indiqué en raison d'une grave insuffisance cardiaque.

Enfin, ces auteurs concluaient la plus grande extension de la radiocardiographie dans la cardiologie.

(Voir tableaux 3, 4 et 5 pages suivantes).

TABLEAU N°4

I - METHODE ISOTOPIQUE

Auteurs	*Lieu de détection*	*Valeurs moyennes I/mn*	*Valeurs moyennes I/mn/m2*
CAMPIONE 1961	Précordial		3,51 ± 0,97
ALTON et Coll 1961	Précordial	5,540 ± 1,43	3,77 ± 0,30
LAMMERANT 1957	Précordial	7,034 ± 1,89	3,917± 0,97
HUFF 1954	Crosse aortique		3,50 ± 0,80
MACK 1957	Crosse aortique	6	3,98 ± 0,64
MACK 1957	Artère périphérique		4,05 ± 0,70
BES 1959	Crosse aortique	6,271 ± 1,426	3,78 ± 0,75

TABLEAU N°5

II - METHODE DES COLORANTS

A U T E U R S	*Valeurs moyennes l/mn*	*Valeurs moyennes l/mn/m2*
KOWALSKI 1954		3,76 ± 0,65
ADAMS 1954	6,30	3,60
CHAPMAN 1954	6,91 ± 1,03	3,63 ± 0,59
CHAPMAN 1954	5,64 ± 1,24	3,50 ± 0,78

TABLEAU N°6

III - METHODE DE FICK

AUTEURS	Valeurs moyennes l/mn	Valeurs moyennes l/mn/m2
EBERT 1949	6,92 ± 1,46	3,59 ± 0,72
LAGERLOFF 1949	6,62	3,74
CHAPMAN 1954	6,47 ± 1,64	3,27 ± 0,78
DOYLE 1953		3,50 ± 0,30
DONALD 1953		3,80 ± 0,65

V - DISCUSSION

La validité des résultats dépend surtout de la confrontation des conditions théoriques et de leurs réalités pratiques.

A - CONDITIONS THEORIQUES

Théoriquement pour que les résultats et la méthode elle-même soient validés, il faudrait :

- un débit constant,
- une homogénéité du mélange de l'indicateur et du sang,
- un volume constant dans le cas de détection externe,
- le passage de l'ondée de première dilution avant la circulation de retour.

B - CONDITIONS PHYSIOLOGIQUES

1) Débit :

Physiologiquement aucune des conditions théoriques n'est remplie. Il s'agit d'un régime pulsatoire entraînant des variations périodiques de débit et de volume.

En particulier KELLERSHOHN a montré que les courbes réelles de radiocardiogramme présentaient des dents de scie (composantes périodiques), liées aux systoles ventriculaires. Ces courbes de dilution sont donc limitées par deux courbes enveloppes très proches l'une de l'autre et que l'on peut confondre dans la mesure du débit.

2) Homogénéité :

La turbulence n'est pas en tout point suffisante pour assurer l'homogénéité du mélange (sang et indicateur), même si celle-ci est acquise dans le tronc principal, il n'est pas évident que le comportement du mélange soit identique en tout point du système.

Si l'homogénéité peut être douteuse tant que l'indicateur chemine dans le système veineux ou l'oreillette droite, la turbulence qui règne dans le ventricule droit assure très probablement une homogénéité suffisante.

3) Circulation de retour :

Il est fréquent de voir la circulation de retour intervenir avant le tracé complet de la courbe initiale.

C - CONCLUSION

Malgré ces différences physiologiques la simple recherche des moyens de débit suffit à les rendre négligeables.

On conçoit d'ailleurs que le choix des modalités

techniques permettent à la fois de se placer dans les meilleures conditions physiologiques et d'introduire un minimum d'erreurs supplémentaires.

Il était donc logique de faire une étude critique des facteurs techniques intervenant dans la méthode, ce que nous avons fait précédemment.

Chapitre IV

APPLICATION DES CLINIQUES

I - Bilan Cardiaque.

II - Diagnostic.

I - BILAN CARDIAQUE

La radiocardiographie permet tout d'abord d'effectuer un bilan cardiaque tant en comparant les résultats obtenus au repos et à l'effort, qu'en suivant l'évolution de ces résultats au cours du temps après traitement médical ou chirurgical.

II - DIAGNOSTIC

Sur le plan diagnostique, la radiocardiographie se révèle particulièrement intéressante dans les cardiopathies congénitales et valvulaires et notamment dans les insuffisances cardiaques.

A - CARDIOPATHIES CONGENITALES

Dans le cas de cardiopathie congénitale avec shunt gauche-droit, une fraction de l'indicateur se trouvant dans le ventricule gauche repassera dans le ventricule droit pour retrouver à nouveau dans le ventricule gauche après avoir parcouru le trajet pulmonaire. Cette nouvelle arrivée précoce d'indicateur à gauche, après un temps du même ordre que le temps de pic à pic se traduit sur la portion descendante du deuxième pic du radiocardiogramme par une brusque rupture de pente qui peut suivant l'importance du shunt, prendre l'allure d'un véritable troisième pic. L'analyse mathématique des différentes courbes formant ce tracé permet d'apprécier quantitativement l'importance du shunt.

Dans le cas de cardiopathie congénitale avec shunt droit-gauche, une portion de l'indicateur passera directement du ventricule droit au ventricule gauche d'où

elle sera expulsée sans avoir suivi le trajet pulmonaire. Cette fraction d'indicateur arrivera prématurément au niveau du carrefour aortique et le tracé aortique débutera donc beaucoup plus tôt, au niveau du premier pic radiocardiogramme.

B - INSUFFISANCE AORTIQUE

On observera enfin des modifications caractéristiques des composantes périodiques aortiques dans les cas d'insuffisance aortique. Ces composantes périodiques aortiques comprennent alors une portion ascendante correspondant à la systole cardiaque et donc à l'afflux de l'indicateur dans l'aorte, comme chez le sujet normal, mais en plus, à la phase diastolique le palier est remplacé par une déflexion. En effet, pendant la diastole, la très basse pression ventriculaire gauche provoque un reflux de l'indicateur vers le ventricule par l'insuffisance de fermeture de l'orifice aortique, reflux qui se traduit par cette déflexion correspondant à une baisse de la radioactivité au niveau du carrefour aortique.

Chapitre V

EXPERIMENTATION SUR 61 MALADES

I - Distribution des Malades

II - Tableaux des résultats obtenus

I - DISTRIBUTION DES MALADES

A - GENERALITES

Nous avons étudié le Débit Cardiaque et les différents éléments qui en découlent chez 61 malades.

Sur ces 61 malades nous avons 15 femmes et 46 hommes.

Pour ce qui est de l'âge, il s'étale de 26 ans à 76 ans, ce qui fait une moyenne d'âge de 55 ans pour ces malades.

B - CLASSIFICATION

Nous avons partagé ces différents malades en trois catégories cliniques.

- *Catégorie I :*

Elle se compose de six femmes et six hommes, la moyenne d'âge dans cette catégorie est de 54 ans.

Cliniquement, cette catégorie renferme les malades présentant des crises d'angor sans autres manifestations.

- *Catégorie II :*

Elle se compose de quatre femme et dix hommes, la moyenne d'âge étant ici de 64 ans.

Cliniquement, cette catégorie renferme les malades présentant des crises d'angor accompagnées de troubles à l'électrocardiogramme. Ces troubles sont des troubles de la repolarisation à type d'ischémie sous épicardique.

- *Catégorie III :*

Elle se compose de cinq femmes et de trente hommes, la moyenne d'âge étant ici de 52 ans.

Cliniquement, cette catégorie renferme les malades ayant présenté récemment des accidents à type d'infractus du myocarde, soit qu'il soit la complication de crises d'angor, soit qu'il soit inaugural.

II - TABLEAUX

Ces tableaux sont au nombre de 5 :

- 3 tableaux représentatifs de chaque catégorie,
- 1 tableau récapitulatif par catégorie,
- 1 tableau général.

(Voir tableaux, pages suivantes).

TABLEAU N°7

Catégorie I			*Volume sanguin circulant*	*Indice de débit*	*Débit cardiaque en l/mn*	*Index cardiaque en l/mn/m2*	*Débit systolique en ml/systole*
R... Jeanne	57 ans	F.	3,77 l	0,72	2,71	1,82	42
D... Maurice	41 ans	M.	5,66	1,23	6,96	3,5	91
L... Virginie	51 ans	F.	4,1	1,22	5	2,86	83
B... Michel	60 ans	M.	3,23	1,61	5,2	3,18	86
M... François	47 ans	M.	5,28	0,53	2,8	1,31	49
P... Gilbert	54 ans	M.	5,13	0,85	4,36	2,63	70
D... Fernand	55 ans	M.	3,98	1,36	5,41	3,29	70
G... Louise	52 ans	F.	3,65	2,01	7,34	5,41	87
B... Louise	72 ans	F.	3,19	1,01	3,22	1,97	42
M...Marguerite	69 ans	F.	3,68	0,64	2,35	1,67	32
B... Dominique	47 ans	M.	5,03	0,92	4,63	2,45	64
F... Simone	51 ans	F.	3,86	0,85	3,28	1,7	58

TABLEAU N°8

Catégorie II			Volume sanguin circulant	Indice de débit	Débit cardiaque en l/mn	Index cardiaque en l/mn/m2	Débit systolique en ml/systole
C... Georges	46 ans	M.	5,04 l	1,51	7,6	4,3	135
M... André	57 ans	F.	4,83	1,21	5,84	3,17	58
S... Frédéric	49 ans	M.	5,66	1,23	6,96	3,46	82
D... Jacques	47 ans	M.	4,73	1,07	5,06	2,69	77
H... Jeanne	65 ans	F.	3,68	0,41	1,51	0,93	14
H... Bernard	75 ans	M.	3,57	0,72	2,57	1,49	30
B... Roger	61 ans	M.	4,46	1,73	7,71	4,81	77
L... Pierre	62 ans	M.	3,87	1	3,87	1,99	60
R... Andrée	50 ans	F.	6	1,10	6,6	3,40	66
B... Marcel	61 ans	M.	3,54	0,82	2,90	1,48	48
P... Emile	52 ans	M.	3,92	1,03	4,037	2,54	63
V... François	53 ans	M.	5,45	1,02	5,56	3,02	66
R... Yvonne	52 ans	F.	3,96	0,81	3,20	1,98	33
R... Pierre	68 ans	M.	3,28	1,06	5,59	2,99	66

TABLEAU N°9

Catégorie III			*Volume sanguin circulant*	*Indice de débit*	*Débit cardiaque en l/mn*	*Index cardiaque en l/mn/m2*	*Débit systolique en ml/systole*
L... Robert	46 ans	M.	4,15 l	1,1	4,6	2,47	46
G... José	42 ans	M.	4,25	1	4,25	2,5	59
C... André	61 ans	M.	3,54	1,30	4,6	3,17	63
N... Pierre	35 ans	M.	4,44	0,79	3,5	1,9	51
A... Jean	64 ans	M.	4,73	0,83	3,92	2,06	98
C... Andrieu	64 ans	M.	5,24	1,25	6,55	3,68	74
C... Roger	49 ans	M.	4,49	0,90	4,04	2,38	53
V... Jean-Claude	37 ans	M.	5,15	0,51	2,63	1,48	30
G... François	55 ans	M.	3,32	1,09	3,62	2,08	53
M... Jean-Louis	51 ans	M.	4,6	1,07	4,92	2,76	68
V... Adrien	55 ans	M.	5,23	0,57	2,91	1,73	38
P... Raymond	48 ans	M.	7,24	0,64	4,63	2,3	67

./....

TABLEAU N°9 (suite)

Catégorie III			Volume sanguin circulant	Indice de débit	Débit cardiaque en l/mn	Index cardiaque en l/mn/m2	Débit systolique en ml/systole
R... Jean	65 ans	M.	5,91 l	0,80	4,73	2,4	90
L... Jean	65 ans	M.	6,05	1,01	6,11	3,29	78
R... Bernard	49 ans	M.	4,17	0,60	2,50	1,48	39
L... Albert	61 ans	M.	5,06	1,21	6,12	3,58	68
S... Simone	59 ans	F.	4,31	0,89	3,83	2,77	63
D... Alain	28 ans	M.	7,25	0,90	6,52	2,92	101
J... Josepha	72 ans	F.	2,54	1,49	3,78	2,82	49
P... Jean	47 ans	M.	5,06	1,18	5,97	3,32	64
C... André	46 ans	M.	4,02	0,75	3,01	1,59	32
B... Raymond	51 ans	M.	3,98	1,23	4,89	2,83	53
C... Edouard	68 ans	M.	5,05	0,36	1,82	1,06	21

./....

TABLEAU N°9 (suite et fin)

Catégorie III			Volume sanguin circulant	Indice de débit	Débit cardiaque en l/mn	Index cardiaque en l/mn/m2	Débit systolique en ml/systole
D... Suzanne	68 ans	F.	3,75 l	0,97	3,64	2,62	39
H... Nicolas	50 ans	M.	5,35	1,15	6,23	3,33	104
G... Jacques	48 ans	M.	4,95	0,83	4,11	2,41	46
P... Gaston	65 ans	M.	5,45	1,15	6,27	3,33	104
H... Benzid	55 ans	M.	6,17	0,61	3,77	1,97	52
J... Louis	76 ans	M.	5,65	0,71	4,01	2,16	62
G... Alexis	38 ans	M.	4,11	1,01	4,15	2,43	74
L... Gérard	46 ans	M.	4,76	1,28	6,69	3,31	60
L... Andrée	69 ans	F.	4,4	0,74	3,26	2,03	38
S... Françoise	46 ans	F.	5,08	0,83	4,22	2,53	45
S... Wladeslas	40 ans	M.	4,58	0,78	3,62	1,77	60
M... Alain	26 ans	M.	4,6	0,96	4,41	2,25	52

TABLEAU N° 10

VALEURS MOYENNES PAR CATEGORIE

	Volume sanguin circulant	*Indice de débit*	*Débit cardiaque en l/mn*	*Index cardiaque en l/mn/m2*	*Débit systolique en ml/systole*
Catégorie I	4,21 ± 0,83	1,08 ± 0,42	4,43 ± 0,64	2,65 ± 1,1	62,25 ± 20,44
Catégorie II	4,42 ± 0,83	1,05 ± 0,28	4,93 ± 1,36	2,73 ± 1,1	62,5 ± 17,33
Catégorie III	4,8 ± 0,81	0,92 ± 0,15	4,38 ± 0,74	2,47 ± 0,42	59,03 ± 9,7

TABLEAU N° 11

VALEURS MOYENNES CHEZ LES CORONARIENS OBSERVES

	Volume sanguin circulant	*Indice de débit*	*Débit cardiaque en l/mn*	*Index cardiaque en l/mn/m2*	*Débit systolique en ml/systole*
Moyenne	4,6	1,02	4,51	2,57	44,59
σ	± 0,59	± 0,22	± 1,76	± 1,12	± 5,75

C O N C L U S I O N S

Cette étude a eu pour but de montrer tout d'abord la facilité d'emploi de la méthode isotopique dans l'étude du Débit Cardiaque. En effet, cette méthode est simple à réaliser, ne comportant qu'une injection intra-veineuse ; au lieu de l'introduction d'une sonde dans les cavités cardiaques ou plusieurs prélèvements artériels. De plus, elle est d'une inocuité parfaite pour le malade grâce à l'emploi de traceurs radioactifs à vie courte.

Nous avons appliqué cette méthode à l'étude de 61 insuffisants coronariens.

Les résultats obtenus chez eux montrent que le Débit Cardiaque n'est pas modifié dans cette affection. En effet, les résultats obtenus pour chaque catégorie clinique ou pour l'ensemble de ces malades ne montrent pas de variations significatives par rapport à ceux obtenus chez les sujets normaux, indemnes de toute affection, pris comme référence.

SERMENT

En présence des maîtres de cette École, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Reconnaissant envers mes Maîtres, je tiendrai leurs enfants et ceux de mes confrères pour des frères, et s'ils devaient apprendre la médecine ou recourir à mes soins je les instruirai et les soignerai sans salaire ni engagement.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes. Si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.

Vu,
Le Président de l'UNIVERSITE DE BORDEAUX II :
H. BRICAUD

Vu, bon à imprimer,
Le Président de Thèse :
P. BLANQUET

Vu et permis d'imprimer,
Bordeaux, le 7 novembre 1973
Le Chancelier des Universités :
R. PAULIAN

B I B L I O G R A P H I E

1. ADAMS J.Q. - Cardiovascular Physiology in normal pregnancy studies with the dye dilution technique.
Am. J. Obst. Gyn., 1954, 67, 741-759.

2. ALTON R., SHARPE et Coll. - Analysis of times and concentration components and cardiac output determination obtained from precordial isotopes-dilution curves.
Am. Heart Journal, 1961, 615, 650-655.

3. BARTOLOMEL G., BIANCHI R. et CERRI B. - La radiocardiografia seletiva distra con AU 198 adsorbite surparticelle di carbone.
Minerva Nuclear, 1958.

4. BES A. - Le Débit Cardiaque du Basedowien. Détermination par l'albumine marquée à l'iode 131.
Thèse de Médecine, Toulouse, 1959.

5. BRU A. - Evaluation du Débit Cardiaque par les méthodes de dilution de traceurs radioactifs.
Congrès International de Physique Nucléaire et de Médecine Nucléaire, Clermont-Ferrand, 1962, p.3.

6. CAMPIONE K.M., ANDAY F.J., CERRATO M. et EARLES D.P. - Cardia index in Ambulatory patients estimated by precordial dilution curves.
Am. J. Cardiol., 1961, 7, 779-792.

7. CHAPMAN C.B. and FRASER - Studies on the effect of exercise on cardiovascular fonction. I : Cardiac output and mean circulation time.
Circulation, 1954, 9, 57-62.

8. COURNAND A., RILEY R.L., BREED E.S., BALDWIN E. et RICHARDS D.W. - Mesurement of cardiac output in man using the technique of catheterization of the right auricle or ventricle.
J. Clin. Invest., 1945, 24, 106.

9. DE SCHREVEL J., LAMMERANT J. et DE VISSCHER M. - Poids corporel et détermination du volume toujours par la méthode des hématies marquées au P 32.
Arch. Inter. Physiol. Bioch., 1955, 63, 129-132.

10. DE VERNEJOUL P., DELALOYE P. et KELLERSHOHN C. - La radiocardiographie : Principe et Technique.
Presse Médicale, 1962, 2, 67-69.

11. DE VERNEJOUL P. et KELLERSHOHN C. - Mesure du Débit Cardiaque au moyen d'indicateurs radioactifs.
Congrès International de Physique Nucléaire et de Médecine Nucléaire, Clermont-Ferrand, 1962, 12.

12. DE VERNEJOUL P., DELALOYE B., DI GREGORIO V. et KELLERSHOHN C. - La Revue Franç. Etud. Clin. Biol., 1964, 7, 693-715.

13. DE VERNEJOUL P., DEL OLMO J., RANGEL ABUNDIS A. et KELLERSHOHN C. - Symposium International de Bade Gastein (Autriche), 1966.
In : Radioactive isotope in klinik und forschung, Band VII, Munich, Urban et Schwarzenberg, 1967, p.46.

14. DE VERNEJOUL P., IVANCENIC D., KELLERSHOHN C. - Arch. Mal. Coeur, 1962, 6, 13-20.

15. DE VERNEJOUL P., VALEYRE J., KELLERSHOHN C. - C.R. Acad. Sci., Paris, 1967, 264, 1327-1330.

16. DE VERNEJOUL P., DI GREGORIO V., DELALOYE B., RIVIER JL., KELLERSHOHN C. - Mémoire du IV° Congrès Mondial de Cardiologie, Mexico, 1962, I A, p.232.

17. DE VERNEJOUL P., DI GREGORIO V., KELLERSHOHN C. - Symposium International de Bade Gastein, Autriche, 1962. In : Radioactive isotope in klinik und forschung, Band V. Munich, Urban et Schwarzenberg, 1963.

18. DI MATTEO J., PICARD R., DE VERNEJOUL P., DELALOYE B. et KELLERSHOHN C. - La radiocardiographie : application à l'étude des diverses cardiopathies. Bulletin et Mémoires de la Soc. Méd. des Hôpitaux de Paris, 1961, 25-26, 835-855.

19. DI MATTEO J., PICARD R., VACHERON A., DE VERNEJOUL P., KELLERSHOHN C. - Etude hémodynamique des cardiopathies mitrales par la radiocardiographie. Congrès Européen de Cardiologie, Prague, 1964.

20. DI MATTEO J., PICARD R., VACHERON A., DE VERNEJOUL P., VALEYRE J. et KELLERSHOHN C. - C.R. Acad. Sci., Paris, 1967, 264, 2162-2165.

21. DI MATTEO J., PICARD R., BOUCHARD F.R., DE VERNEJOUL P., DI GREGORIO V. et KELLERSHOHN C. - Arch. Mal. Coeur, 1962, 6, 493-504.

22. DONALD K.W., BISHOP J.W., CUMMING G. and VADE O.L. - The effect of nursing positions on the cardiac output in man. Clin. Sci., 1953, 12, 199-216.

23. DOYLE J.T., WILSON J.S., LEPINE C., WARREN J.V. - An evaluation of the measurement of the cardiac output and the so-called pulmonary blood volume by dye-dilution method. J. Lab. Clin. Med., 1953, 41, 29-39.

24. DURAND J., DONATO L., PARKER J.O., ROCHESTER D.F. et COURNAND A. - Tentative de mesure séparée des volumes de sang dans les deux ventricules pendant les différentes phases du cycle cardiaque à l'état stable et au cours de l'exercice musculaire modéré. Arch. des Scien. Physiol., 1961, 15, 55-78.

25. EBERT R.V., BORDEN C.W., WELLS H.S., WILSN R.H. - Studies of the pulmonaring circulation. I : The circulation time from the pulmonary artery to the femoral artery and the quantity of blood in the lungs in normal individuals.
J. Clin. Invest., 1949, 28, 1134-1137.

26. FAUVERT R. - Application des traceurs radioactifs à la mesure du volume sanguin total.
La Semaine des Hôpitaux, Path. Biol. Arch. de la Sté Fr. de Biol. Méd., 1955, 6, 283-301.

27. FICK A. - Sitzungsber. d. Phys. Med. Gesellschaft, zu Neierburg, 1870, 16.

28. FUMAGALLI et DI PIETRANTONJ - Confronto fra i tracciati radiocardiografici registrati simultaneanmente da due scintellatori posti in corrispondenza di pozizioni diverse del torace.
Minerva Nuclear, 1960, 142-146.

29. GEOFFROY D., THORBURN - Estimates of cardiac output from forward part of indicator dilution curves.
J. Appl. Physiol., 1961, 16, 891-895.

30. GEORGES R., BLANCHON P., TURIAF J., DE VERNEJOUL P. et KELLERSHOHN C. - Arch. Mal. Coeur, 1963, 7, 739.

31. GIGLI G., BATOLOMEI G., BIANCHI R. - La determinazione della portata circolatoria in condizioni normali mediante siero-albumina umana radioiodate.
Min. Nucl., I, 1957, 71.

32. HAMILTON W.F., MOORE J.W., KINSMAN J.M., SPURLING R.G.- Simultaneous determination of the greater and lesser circulation times of the mean velocity of blood flow throught the heart and lungs, of the cardiac output and an approximation of the amount of blood actively curculating in the heart and lungs.
Am. J. Physiol., 1928, 85, 377-378.

33. HAMILTON W.F., HIMMELSTEIN A., NOBLE R.P., REMINGTON J.W., RICHARDS D.N., WHEDER N.C. and WITHAN N.L.- Comparison of the Fick and dye injection methods of measuring the cardiac output in man.
Amer. J. Physiol., 1948, 153, 309.

34. HUFF R.L., FELLER D.D., BOGARDUS G. - Cardiac output by body surface counting of I 131 human serum albumin.
J. Clin. Invest., 1954, 228, 622-625.

35. KELLERSHOHN C., DE VERNEJOUL P. - La radiocardiographie. Application des indicateurs nucléaires à l'étude de l'hémodynamique cardiaque.
Ann. Radiol. II, 1959, n°11-12, 809.

36. KELLERSHOHN C., DE VERNEJOUL P. - Simulateur analogique de radiocardiogrammes.
Actes X° Rassegna int. Elletronica e med. Nucl., Rome, 1963.

37. KELLERSHOHN C., DE VERNEJOUL P., LANSIART A., ROUX G., LEQUAIS J. - Visualisation de la traversée d'un indicateur nucléaire dans les cavités cardiaques et les gros vaisseaux au moyen d'amplificateurs d'images.
Communication à la "Gesellschaft Für Nuclearmedezin", Vienne, 1967.

38. KOWALSKI H.J., ABELMANN W.H., Mc NEELY W.F., FRANK N.R., ELLIS L.B. - The cardiac output of normal subjects determined by the dye-injection method at rest and during exercise.
Amer. J. Med. Sci., 1954, 228, 511.

39. LAGERLOF H., VERKO L., BUCHT H., HOLMGREN A. - Separate determination of the blood volume on the right and left and the lungs in man with the aid of the dye injection method.
Scand. J. Clin. Lab. Invest., 1949, I, 114-125.

40. LANSIART A., LEQUAIS J., ROUX G., DE VERNEJOUL P. et KELLERSHOHN C. - Sur l'utilisation d'amplificateurs

d'image pour la réalisation de caméra à rayonnement X ou en médecine.
1° Congrès Français d'Electronique Médicale et de Génie Biologique, Tours, 1967.

41. LAMMERANT J. - Le volume sanguin des poumons chez l'homme.
Bruxelles, 1957, 1 volume.

42. LANE J.D., PATTON D.D., EVSTAAB, BAGLAN R.J. - Simple technique for rapid bolus injection.
Vanderbilt University Hospital, Neshville, Tennessee.

43. Mac INTYRE W.J., PRITCHARD W.H., ECKSTEIN R.W. et FRIEDELI H.L. - The determination of cardiac output by a continuous recording system utilizing ionated I 131 human serum albumin. I : Animal studies.
Circulation, 1951, 4, 552-556.

44. MACK R.E., WELLS H.J., POLLACK R. - An in vivo method for the determination of cardiac output.
Radiology, 1957, 68, 245-248.

45. MARQUES P., GERAUD J., BRU A., VES A. - Détermination du Débit Cardiaque par détection externe de la radioactivité sanguine aortique.
J. de Radio. et d'Electr., 1960, 41, 547.

46. NYLIN G., CELANDER H. - Determination of blood volume in the heart and lungs and the cardiac output through the injection of radiophosphorus.
Circulation, 1950, 1, 76.

47. OURBAK P. - La gammagraphie cardiaque. Etude des courbes de dilution radioactive recueillies par enregistrement trans-thoracique.
Imp. Foulon, Paris, 1960, p.63.

48. PRINZMETAL M., CORDAY E., SPRITZLER RJ., FLIES W. - Radiocardiography and its clinical applications.
J.A.M.A., 1949, 139, 617.

49. PRITCHARD W.H., Mc INTYRE W.J., SCHMIDT W.C., BROFMAN B.L., MOORE D.J. - The determination of cardiac output by a continuous recording system utilizing ionated I 131 human serum albumin. II : Clinical studies. Circulation, 1952, 6, 572.

50. SCHREINER B.F., LOVEJOY F.W.,YU P.N. - Estimation of cardiac output utilizing radioionated serum albumin and precordial detection. Clin. Res., 1958, 6, 214.

51. STEWART G.N. - Researches on the circulation time and on the influences which affect it. IV : The output of the heart. J. Physiol., 1897, 22, 159-183.

52. STEWART G.N. - The pulmonary circulation time in the quantity of blood in the lungs and the output of the heart. Amer. J. Physiol., 1921, 58, 20-44.

53. SYLVAN L., WEINBERG M.D., GROVE Ph. D., ROBERT E., ZIPF M.D. - Normal response curve to exercise of relative cardiac output measured with radioionated serum albumin. Circulation, 1959, 19, 590-594.

54. THODE H.G., DONATO L., DEBUS G.H., NACE P.F. and JAIMET C.H. - Inhalation radiocardiography. Ann. Int. Med., 1958, 48, 537.

55. VEAL N., PEARSON I.D., HANLEY T., LOWE A.E. - A method for the determination of cardiac output (preliminary report). Proc. Second. radioiosotope conference, Oxford, July 19-23, 1954. London butferworth and Cie, 1955, vol. I, 183-192.

56. YUDILEVICH M.D. - Transport of K 42, NA 24, and I 131 by the pulmonary circulation. Calculation of cardiac output and volume from dilution curves obtained in the canine heart lung preparation. Circulation rese., 1961, 9, 925-935.

57. ZIPF R.E., MAC GUIRE T.F., WEBBER J.M., GROVE G.R. - Determination of cardiac output by means of external monitoring of radioisotope injected intravenously.
Am. J. Clin. Pathol., 1957, 2, 28, 134-144.

58. WEBER P., DOS REMEDIOS L.V., JASKO I.A. - Quantitative radioisotopic angiocardiography Journal of Nuclear Medecine.
Nov. 1972, 13, 11, 815-821.

59. DE VERNEJOUL P. - Etude de la dynamique cardio-pulmonaire par détection externe au moyen des radioisotopes.
Ann. de Biol. Clin., n°34, Marseille, 1968.

60. MESTAN et MICHALJANIC - Communication Arch. des Mal. du Cœur, 1969, 10, 1985.

Editions BERGERET-71-73 rue Leyteire-Bordeaux-Tél. 91.12.59